

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**



IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

APPLICANT: KUO, Terry B. J.; YANG, Cheryl C. H.

SERIAL NO.: 10/790,508

FILED: March 1, 2004

TITLE: METHOD AND APPARATUS FOR ANALYZING HEART RATE VARIABILITY

TRANSMITTAL OF CERTIFIED COPY OF FOREIGN PRIORITY DOCUMENT

Commissioner for Patents
P. O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

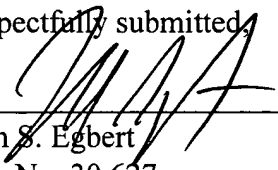
Sir:

Attached please find the Foreign Priority Document, Taiwanese (R.O.C.) Patent Application No. 092113073 filed on 14 May 2003.

Respectfully submitted,

APR 20 2004

Date



John S. Egbert
Reg. No. 30,627
Harrison & Egbert
412 Main Street, 7th Floor
Houston, Texas 77002
(713)224-8080
(713)223-4873 (Fax)

CERTIFICATE OF MAILING UNDER 37 CFR 1.8(a)

I hereby certify that the attached CERTIFIED COPY OF FOREIGN PRIORITY DOCUMENT is being deposited with the United States Postal Service with sufficient postage as first class mail in an envelope addressed to:

Commissioner for Patents
P. O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

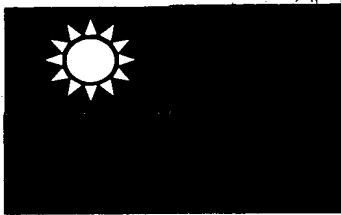
on APR 20 2004, 2004.

APR 20 2004

Date



John S. Egbert



中華民國經濟部智慧財產局

INTELLECTUAL PROPERTY OFFICE
MINISTRY OF ECONOMIC AFFAIRS
REPUBLIC OF CHINA

茲證明所附文件，係本局存檔中原申請案的副本，正確無訛，
其申請資料如下：

This is to certify that annexed is a true copy from the records of this
office of the application as originally filed which is identified hereunder:

申請日：西元 2003 年 05 月 14 日
Application Date

申請案號：092113073
Application No.

申請人：(郭博昭、楊靜修)
Applicant(s)

局長
Director General

蔡練生

發文日期：西元 2004 年 2 月 13 日
Issue Date

發文字號：09320136130
Serial No.

發明專利說明書

(填寫本書件時請先行詳閱申請書後之申請須知，作※記號部分請勿填寫)

※申請案號：_____ ※IPC分類：_____

※申請日期：_____

壹、發明名稱

(中文) 心率變異性分析方法及裝置

(英文)

貳、發明人(共 2 人)

發明人 1 (如發明人超過一人，請填**說明書發明人續頁**)

姓名：(中文) 郭博昭

(英文)

住居所地址：(中文) 花蓮縣吉安鄉北昌村 30 鄰北昌五街 52 號 7 樓之 2

(英文)

國籍：(中文) 中華民國

(英文)

參、申請人(共 2 人)

申請人 1 (如申請人超過一人，請填**說明書申請人續頁**)

姓名或名稱：(中文) 郭博昭

(英文)

住居所或營業所地址：(中文) 花蓮縣吉安鄉北昌村 30 鄰北昌五街 52 號 7 樓之 2

(英文)

國籍：(中文) 中華民國

(英文)

代表人：(中文)

(英文)

發明人 2

姓名：(中文) 楊 靜 修

(英文) CHERYL C. H. YANG

住居所地址：(中文) 花蓮縣吉安鄉北昌村 30 鄰北昌五街 52 號 7 樓之 2

(英文)

國籍：(中文) 中華民國

(英文)

申請人 2

姓名或名稱： (中文) 楊 靜 修

(英文) CHERYL C. H. YANG

住居所或營業所地址： (中文) 花蓮縣吉安鄉北昌村 30 鄰北昌五街 52 號 7
樓之 2

(英文)

國 籍： (中文) 中華民國

(英文)

代表人： (中文)

(英文)

肆、中文發明摘要

本發明揭示一種具使用者親合力之心率變異性分析方法，其主要包含下列步驟：擷取一受測者的心電訊號；將該心電訊號進行類比-數位轉換；選取該心電訊號的波峰；統計該波峰的高度或持續時間參數之標準差；若某一心電訊號的波峰的高度或持續時間落在一預設標準差之外，將被認為是雜訊而遭刪除；將合格之波峰進行取樣及內差保值以成為一連續之波峰訊號；及將該波峰訊號進行頻率領域之頻譜分析。

伍、英文發明摘要

陸、(一)、本案指定代表圖為：第 3 圖

(二)、本代表圖之元件代表符號簡單說明：無

柒、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

捌、聲明事項

☐ 本案係符合專利法第二十條第一項 ☐ 第一款但書或 ☐ 第二款但書規定之期間，其日期為：_____

☒ 本案已向下列國家（地區）申請專利，申請日期及案號資料如下：

【格式請依：申請國家（地區）；申請日期；申請案號 順序註記】

1. 本案在向中華民國提出申請前未曾向其他國家提出申請專利。

2. _____

3. _____

☐ 主張專利法第二十四條第一項優先權：

【格式請依：受理國家（地區）；日期；案號 順序註記】

1. _____

2. _____

3. _____

4. _____

5. _____

6. _____

7. _____

8. _____

9. _____

10. _____

☐ 主張專利法第二十五條之一第一項優先權：

【格式請依：申請日；申請案號 順序註記】

1. _____

2. _____

3. _____

☐ 主張專利法第二十六條微生物：

☐ 國內微生物 【格式請依：寄存機構；日期；號碼 順序註記】

1. _____

2. _____

3. _____

☐ 國外微生物 【格式請依：寄存國名；機構；日期；號碼 順序註記】

1. _____

2. _____

3. _____

☐ 熟習該項技術者易於獲得，不須寄存。

玖、發明說明

(發明說明應敘明：發明所屬之技術領域、先前技術、內容、實施方式及圖式簡單說明)

技術領域

本發明係關於一種心率變異性分析方法及裝置，特別是關於一種可程式化之心率變異性分析方法及裝置，以便於各種使用者使用。

先前技術

交感和副交感神經屬於自主神經系統，和人體每日運作息息相關。如果自主神經失調，可能會引起多種急性或慢性疾病，譬如心臟病和高血壓等，嚴重者甚至引發猝死等急症。即使是一般健康的人，自主神經異常也常伴隨著心悸、呼吸困難、腸胃道失常和失眠等問題。所以自主神經系統之保健不但是醫學專業的重要課題，也是每一個人每天必須面對的切身問題。自主神經功能之好壞可以強烈影響一個人之生活品質，一些重症之早期徵兆也可以由異常之自主神經功能窺知一二。若能提早得知個人或病患的自主神經的問題，或可減緩甚至避免不少人間悲劇。

先前臨床醫學上已發展了不少診斷自主神經功能的儀器和方法，其包括深呼吸心率變異法(heart rate variation with deep breathing)、強閉氣反應(Valsalva response)、排汗功能(sudomotor function)、姿態變換時血壓變化(orthostatic blood pressure recordings)、冰水造成之升壓反應(cold pressure test)和生化檢驗(biochemistry test)等。然而，上述的方法中不是需要受試者承受痛苦以進行侵體性檢驗，就是需要昂貴之儀器，因而不適合大規模推廣。此外，部份方法之精確度不

佳或使用上的不便，亦增加其應用上的困難。

正常之人體心臟每分鐘約跳動 70 次，此規律之跳動源自於心臟內部之節律系統，包括竇房節、房室節和各類神經纖維。此節律系統相當精準，負責維持最基本的生命節奏。然而為了因應多變的體內和體外環境，身體發展了一套完整的自主神經系統來調節心率，包括交感神經系統和副交感神經系統。前者可使心率上升，後者則使心率下降，心率就在二者交互作用下產生最佳的平衡狀態。除了作用效果不同之外，兩種自主神經系統之作用速度也不盡相同。交感神經的作用速度較慢，而副交感神經（尤其指控制心率的迷走神經）的作用速度較快。兩種神經在作用速度上的差異早就為人所知，但在儀器分析不發達的時代，這個特性不但難以評估，且被認為用處不大。

此外，研究人員發現心率除了靜態恆定且維持在每分鐘 70 次外，還隱藏了一些規則或不規則的波動。這些波動或快或慢、或規則或零亂，但由於這些波動的幅度不大，在過去的醫學研究中常將之忽略。之後，有專家進一步發現有些波動和呼吸動作一致，有些則和呼吸無關。然而傳統的分析方式在此遇到了障礙，一方面是這些波動的幅度太小，實在不易由傳統記錄器觀察，所以常需採用一些傷害性極大的實驗手法，才能將其激發到能進行測量的程度。另一方面，即使產生了這些波動，也無適當的方法將其定量統計。

近年不少新的自主神經功能診斷技術相繼開發成功，由

於電腦硬體和軟體技術的成熟，目前已能經由人體休息時之心率的微小變動，又稱為心率變異性(heart rate variability, HRV)，以偵測並定量心臟的自主神經功能。換言之，可在不干擾一個正常人作息之下，對其自主神經功能進行分析或診斷。心率變異性分析能由眾多自主神經診斷方法中脫穎而出，因為它至少包含下列幾項特質：(1)屬非侵體性之診斷技術，受試者不須承受任何痛苦；(2)所需硬體成本低廉，故具有大規模推廣之潛力；及(3)經過許多動物和人體實驗，已證實其可正確反應自主神經功能。所以近年來心率變異性分析技術受到推廣，且相關的研究也不斷的進行。

1980 年代初期，由於頻譜分析的技術引進，使得心率變異性分析法能藉由心跳週期來量化自主神經功能。而逐漸成為一個偵測自主神經功能的最佳非侵體方法。

藉由頻譜分析的協助，研究人員發現心率變異度中微小的波動可明確的分為兩群，一般稱為高頻(high-frequency, HF)和低頻(low-frequency, LF)成份。高頻成分和動物的呼吸訊號同步，所以又稱為呼吸成份，其於人體約 3 秒一次。低頻成分則來源不明，推測可能和血管運動或感壓反射有關，其於人體約 10 秒一次。部份學者更進一步將該低頻成分細分為極低頻(very low frequency, VLF)和低頻成份。目前已有許多生理學家與心臟科醫師同意心率的高頻成分或總變異性(total power, TP)能代表副交感神經功能，而低頻成份和高頻成份之比值(LF/HF)能反應交感神經的活

性。除了作為自主神經功能指標外，亦有研究發現心率變異性能反應多樣身體資訊。譬如腦壓上升的病人其心率變異性會下降；若老年人之心率的低頻成分降低達一個標準差，其面臨死亡的機會是常人之 1.7 倍；及腦死病人之心率低頻變異性完全消失。此外，換心病人如果發生排斥現象，心率變異性也會發生改變。於手術中，心率變異性能反應麻醉深度。性別和年齡確實影響交感神經和副交感神經功能，包括兩者並盛（譬如年輕時期），兩者並衰（譬如年老時期），交感神經盛副交感神經衰（譬如男性），交感神經衰副交感神經盛（譬如女性）。後來於醫院中發現婦女於懷孕期間交感神經功能會提升，但若反應過度，可能會伴隨著（甚至有可能導致）危險的子癲前症之發生。

於公元 1996 年，歐美心臟專業學會將心率變異性的分析方法標準化並公諸於世 (Circulation (1996) 17, pp. 354-381)，其方法如圖 1 之流程圖所示。首先擷取一心電訊號，以微電腦進行數位取樣及雜訊過濾。之後，再將所取得之心電訊號中之 RR 資料（即 RR 波峰間距）進行編輯，且將不合格的 RR 波峰間距淘汰後，取得正常節率點產生之 RR 波峰資料（即 NN 資料）。該 NN 資料進行內差保值及取樣，最後再經由頻率領域 (frequency domain) 之頻譜分析，以取得心率變異性之分析資料。但這個方法實行起來相當繁瑣，且其中的雜訊辨認、RR 資料編輯及淘汰均需人工手動處理，相當耗費人力與時間。上述方式形成一個頗高的使用門檻，使得非相關專業的人士難以使用該技術。

由於目前心率變異性分析幾乎都是利用數位電腦進行，必須先進行心電訊號擷取，且將該心電訊號進行類比-數位轉換，而後儲存至一個數位檔案。此時必須要提供該數位檔案一個辨識碼或檔案名稱。該數位檔案的校正及分析，必須以手動進行。分析完成後的資料在列印時仍須依賴人工處理。

綜上所述，以傳統的方法分析心率變異性從訊號擷取、檔案分析至最終的列印，仍須依賴人工加以處理。故在操作上常藉由鍵盤作為介面進行處理，其不僅按鍵次數繁多，且按鍵的種類各不相同。另外，鍵盤的設計將增加機台的體積，而不符合目前機台小型化的潮流。

技術內容

本發明之主要目的係提供一種心率變異性分析方法及裝置，用以簡化分析流程，並實行全自動化操作。此外，本發明利用統計上的方法，進行雜訊的過濾，可提高心率變異性分析的準確性。

本發明之心率變異性分析方法主要包含下列步驟：(1)擷取一受測者的心電訊號；(2)將該心電訊號進行類比-數位轉換；(3)選取該心電訊號的波峰(peak)；(4)過濾不合格波峰；(5)將合格之波峰進行取樣及內差保值(interpolation)以成為一連續之波峰訊號；及(6)將該波峰訊號進行頻率領域之頻譜分析。此外，亦可將波峰間距同樣進行過濾，以去除雜訊。

上述過濾不合格之波峰及波峰間距之步驟係先行統計

該心電訊號的波峰的高度、持續時間或波峰間距等參數之標準差。若某一心電訊號的波峰高度、持續時間或波峰間距落在其各自的預設標準差之外，將被認為是雜訊而遭刪除。

本發明之心率變異性分析裝置包含一心電訊號偵測器、一訊號放大器、一類比-數位轉換器、一電腦及一數位輸入／輸出元件。該心電訊號偵測器係用以擷取受測者之心電訊號。該訊號放大器連接該心電訊號偵測器，用以放大該心電訊號。該類比-數位轉換器連接該訊號放大器，用以將該心電訊號數位化。該電腦連接該類比-數位轉換器，其包含一程式，用以統計、過濾、分析數位化後之該心電訊號，且可對上述之心率變異性分析方法之步驟進行控制。該數位輸入／輸出元件連接該電腦，作為該心率變異性分析裝置之人機溝通介面。此外，該數位輸入／輸出元件可連接一「執行」按鈕，用以執行上述之心率變異性分析方法。

本發明以該「執行」按鈕取代傳統鍵盤之設計，並藉由該程式的控制加以自動化，可讓使用者在作心率變異性分析時所需按鍵的次數降至一次，即可執行上述所有的步驟。因此，本發明不但可以實施於小型的機種，且大幅排除操作錯誤的可能性。

實施方式

圖 2 顯示本發明之心率變異性分析裝置 20，其主要包含一訊號放大器 21、一類比-數位轉換器 22、一電腦 23、

一數位輸入／輸出元件 24、一心電訊號偵測器 25、一「執行」按鈕 26 及一機殼 32。該機殼 32 可為一長、寬、高分別為 11、14、4.5 公分大小之矩形立體結構，用來容納該訊號放大器 21、類比-數位轉換器 22、電腦 23 及數位輸入／輸出元件 24 等主要裝置。該心電訊號偵測器 25 可由三個偵測電極 251 組成，其一端接至受測者，另一端穿過該機殼 32 且連接至該訊號放大器 21，用以擷取該受測者的心電訊號，並將其傳輸至該訊號放大器 21。該心電訊號經該訊號放大器 21 放大後，利用該類比-數位轉換器 22 轉換成數位訊號並輸入該電腦 23。該電腦 23 執行一程式 231 以進行一系列的分析及控制工作，其內容將詳述如後。該數位輸入／輸出元件 24 作為該電腦 23 與該「執行」按鈕 26 的傳輸介面。實際上，該數位輸入／輸出元件 24 係一與外界溝通的人機介面，其亦可另外連接一「雜訊」指示燈 33、一「無訊號」指示燈 34、一「列印」指示燈 35、一「記錄中」指示燈 36 及一「待機中」指示燈 37 等，以顯示該心率變異性分析裝置 20 的使用狀態；或可連接一「取消」按鈕 27，用以提供人工中斷流程的功能。上述之按鈕 26、27 及各種指示燈 33 至 37 可裝設於該機殼 32 之同一側面，以方便進行監控。該訊號放大器 21 與類比-數位轉換器 22 之間、該類比-數位轉換器 22 與該電腦 23 之間及該電腦 23 與數位輸入／輸出元件 24 之間可利用纜線 38 進行連接，以進行訊號傳輸。

此外，該電腦 23 可連接一顯示器 29 及一印表機 30，

用以顯示或列印該心電訊號之心率變異性分析的結果。該訊號放大器 21 可另連接一電池 31 或直接接受一交流電源，以提供其本身所需電源。

本發明之心率變異性分析流程如圖 3 所示，以下將配合圖 2 之該心率變異性分析裝置 20 依序進行說明。

當該心率變異性分析裝置 20 電源開啟後，該「待機中」指示燈 37 會亮起，告訴使用者該心率變異性分析裝置 20 已處於可使用的待機狀態。該心率變異性分析的所有程序係經由該「執行」按鈕 26 所啟動。當按下該「執行」按鈕 26 時，該「記錄中」指示燈 36 將亮起，且該心電訊號偵測器 25 開始擷取一短暫的心電訊號，經該訊號放大器 21 放大或再加上帶通 (band pass) 濾波器濾波之後，傳入該類比-數位轉換器 22。接著，使用該程式 231 控制該類比-數位轉換器 22 將該心電訊號進行類比-數位轉換及每秒 256 至 2048 次之取樣。該程式 231 亦可加上同時偵測其中的 50/60Hz 訊號之功能，如果訊號太強，亮起該「雜訊」指示燈 33。之後，將該心電訊號於每次心跳的波峰找出，即心跳之 QRS 波（請參照圖 4），作為每次心跳之代表。如果沒有波峰，則亮起該「無訊號」指示燈 34。該程式 231 可從每個心跳的波峰中測量其高度和持續時間等參數，並將各參數之平均值和標準差算出作為標準模板。接下來每個心跳波峰都以此模板進行比對，如果某一心跳之波峰的比對結果落在標準模板的第一預設標準差之外，將被認為是雜訊而刪除。一般實作上，大部份以三個

標準差作為該第一預設標準差的預設值。

將鄰近的兩個心跳之波峰間距測出，作為該次之心跳週期，且將所有心跳間距之平均值和標準差算出，再進行所有心跳間距之確認。如果某一心跳間距落在一第二預設標準差之外，它也會被認為是雜訊或不穩定訊號而刪除。同上，一般亦以三個標準差作為該第二預設標準差的預設值。將所有合格之波峰以適當的頻率（例如 7.11Hz）進行取樣及內差保值，以維持其時間連貫性。以該程式 231 偵測該「取消」按鈕 27 是否按下。如是，則回到待機狀態；否則續行以下列步驟。以該程式 231 判斷資料量是否足夠。若否，則繼續擷取心電訊號，而形成一迴路；如是，則續行以下步驟。

頻譜分析採用傅立葉轉換方法，首先消除訊號的直線飄移以防止低頻帶的干擾，且採用 Hamming 運算以避免頻譜中個別頻率成份之互相滲漏(leakage)。接下來取 288 秒之資料(2048 點)施行快速傅立葉轉換(fast Fourier transform)得到功率密度頻譜(heart rate power spectral density, HPSD)，並對取樣與 Hamming 運算造成之影響進行補償。心率變異之功率密度頻譜藉由積分的方式定量其中兩個頻帶之功率，包括 LF (0.04-0.15 Hz)和 HF(0.15-0.4 Hz)功率，同時求出 LF/HF 或 TP 等量化參數，其結果如圖 5 所示。

最後將結果顯示於該顯示器 29，或由該印表機 30 印出。當該印表機 30 進行列印時，該「列印」指示燈 35 亮起。該顯示器 29 及印表機 30 除了外接外，亦可直接內

建於該心率變異性分析裝置 20 中。

該程式 231 除了可以進行心電訊號的統計、過濾及分析外，亦可如本實施例增加控制上述心率變異性分析方法的步驟之功能，讓使用者只需按下該「執行」按鈕 26，即可完成所有的步驟。

傳統心率變異性分析時必須輸入很多資料，本發明藉由電腦以程式進行整合控制，可將使用者在分析心率變異性時所需按鍵的次數降至一次，且僅需一按鈕即可取代原來鍵盤的設計，不但可以實施於小型的機種，並提供人性化的操作介面，除了大幅排除操作錯誤的可能性外，亦便於推廣至非專業人士。此外，本發明之心率變異性分析裝置於實際操作上，自按下按鈕開始執行至列印出受試者之心率變異分析結果與自主神經資訊，約僅需五分鐘，非常省時、方便。

本發明之技術內容及技術特點已揭示如上，然而熟悉本項技術之人士仍可能基於本發明之教示及揭示而作種種不背離本發明精神之替換及修飾。因此，本發明之保護範圍應不限於實施例所揭示者，而應包括各種不背離本發明之替換及修飾，並為以下之申請專利範圍所涵蓋。

圖式簡單說明

本發明將依照後附圖式加以說明，其中：

圖 1 係習知之心率變異性分析流程；

圖 2 係本發明之心率變異性分析裝置；

圖 3 係本發明之心率變異性分析流程；

圖 4 顯示本發明之心率變異性分析方法所選取之 QRS 波；及

圖 5 係本發明之心率變異性分析結果。

元件符號說明

- | | |
|---------------|-------------|
| 20 心率變異性之分析裝置 | 21 訊號放大器 |
| 22 類比-數位轉換器 | 23 電腦 |
| 24 數位輸入／輸出元件 | 25 心電訊號偵測器 |
| 231 程式 | 251 偵測電極 |
| 26 「執行」按鈕 | 27 「取消」按鈕 |
| 29 顯示器 | |
| 30 印表機 | 31 電池 |
| 33 「雜訊」指示燈 | 34 「無訊號」指示燈 |
| 35 「列印」指示燈 | 36 「記錄中」指示燈 |
| 37 「待機中」指示燈 | 38 纜線 |

拾、申請專利範圍

1. 一種心率變異性分析方法，包含下列步驟：

擷取一受測者的心電訊號；

將該心電訊號進行類比-數位轉換；

選取該心電訊號的波峰；

統計該波峰的高度或持續時間之標準差；

若某一心電訊號的波峰的高度或持續時間落在一第一預設標準差之外，將被認為是雜訊而遭刪除；

將合格之波峰進行取樣及內差保值以成為一連續之波峰訊號；及

將該波峰訊號進行頻率領域之頻譜分析。

2. 如申請專利範圍第1項之心率變異性分析方法，其中該第一預設標準差係三個標準差。

3. 如申請專利範圍第1項之心率變異性分析方法，其另包含一計算該心電訊號的波峰間距及一過濾不合格波峰間距之步驟。

4. 如申請專利範圍第3項之心率變異性分析方法，其中過濾不合格波峰間距之步驟係先行統計該心電訊號的波峰間距之標準差，若某一心電訊號的波峰間距落在一第二預設標準差之外，將被認為是雜訊而遭刪除。

5. 如申請專利範圍第4項之心率變異性分析方法，其中該第二預設標準差係三個標準差。

6. 如申請專利範圍第1項之心率變異性分析方法，其經由一按鈕之指令輸入，即可依序完成所有步驟。

7. 如申請專利範圍第1項之心率變異性分析方法，其另包含一取樣資料是否足夠之檢測步驟。
8. 如申請專利範圍第1項之心率變異性分析方法，其中該波峰訊號之頻譜分析結果係顯示於一螢幕或列印輸出。
9. 如申請專利範圍第1項之心率變異性分析方法，其中該波峰係一QRS波。
10. 一種心率變異性分析裝置，包含：
 - 一心電訊號偵測器，用以擷取受測者之心電訊號；
 - 一訊號放大器，用以放大該心電訊號；
 - 一類比-數位轉換器，將該心電訊號數位化；
 - 一電腦，用於統計、過濾及分析該數位心電訊號；及
 - 一數位輸入／輸出元件，連接至該電腦，係作為該心率變異性分析裝置之人機溝通介面。
11. 如申請專利範圍第10項之心率變異性分析裝置，其中該數位輸入／輸出元件連接至一按鈕，用以驅動該電腦執行統計、過濾及分析該數位心電訊號。
12. 如申請專利範圍第10項之心率變異性分析裝置，其中該訊號放大器、類比-數位轉換器、電腦及數位輸入／輸出元件係裝設於一機殼中。
13. 如申請專利範圍第10項之心率變異性分析裝置，其另包含至少一連接於該數位輸入／輸出元件之指示燈，用以顯示進行的狀態。

14. 如申請專利範圍第10項之心率變異性分析裝置，其另包含一連接至該電腦之顯示器。
15. 如申請專利範圍第10項之心率變異性分析裝置，其另包含一連接至該電腦之印表機。
16. 如申請專利範圍第10項之心率變異性分析裝置，其中該心電訊號偵測器係由至少兩個偵測電極構成。

拾壹、圖式

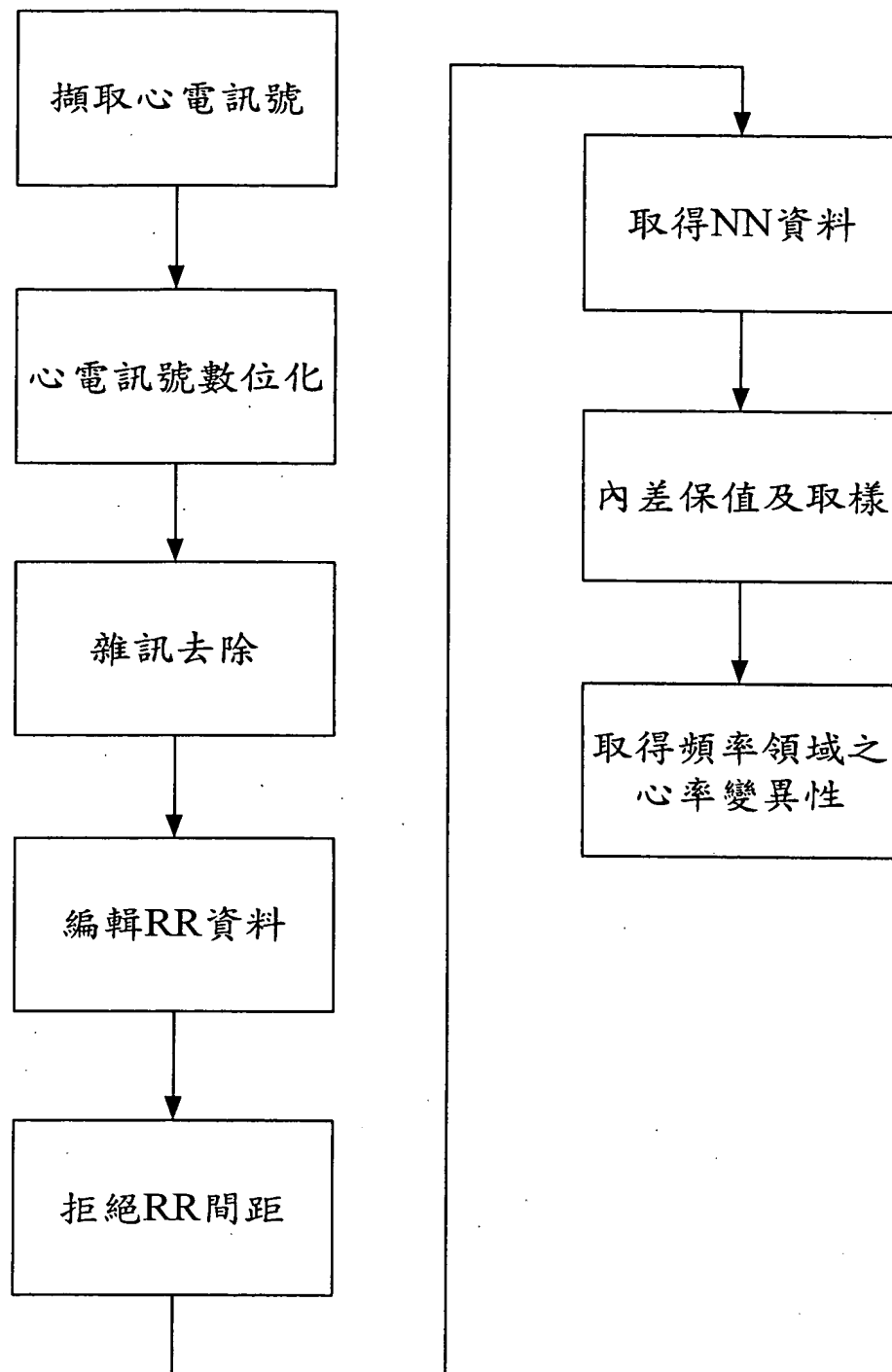


圖 1 (習知技藝)

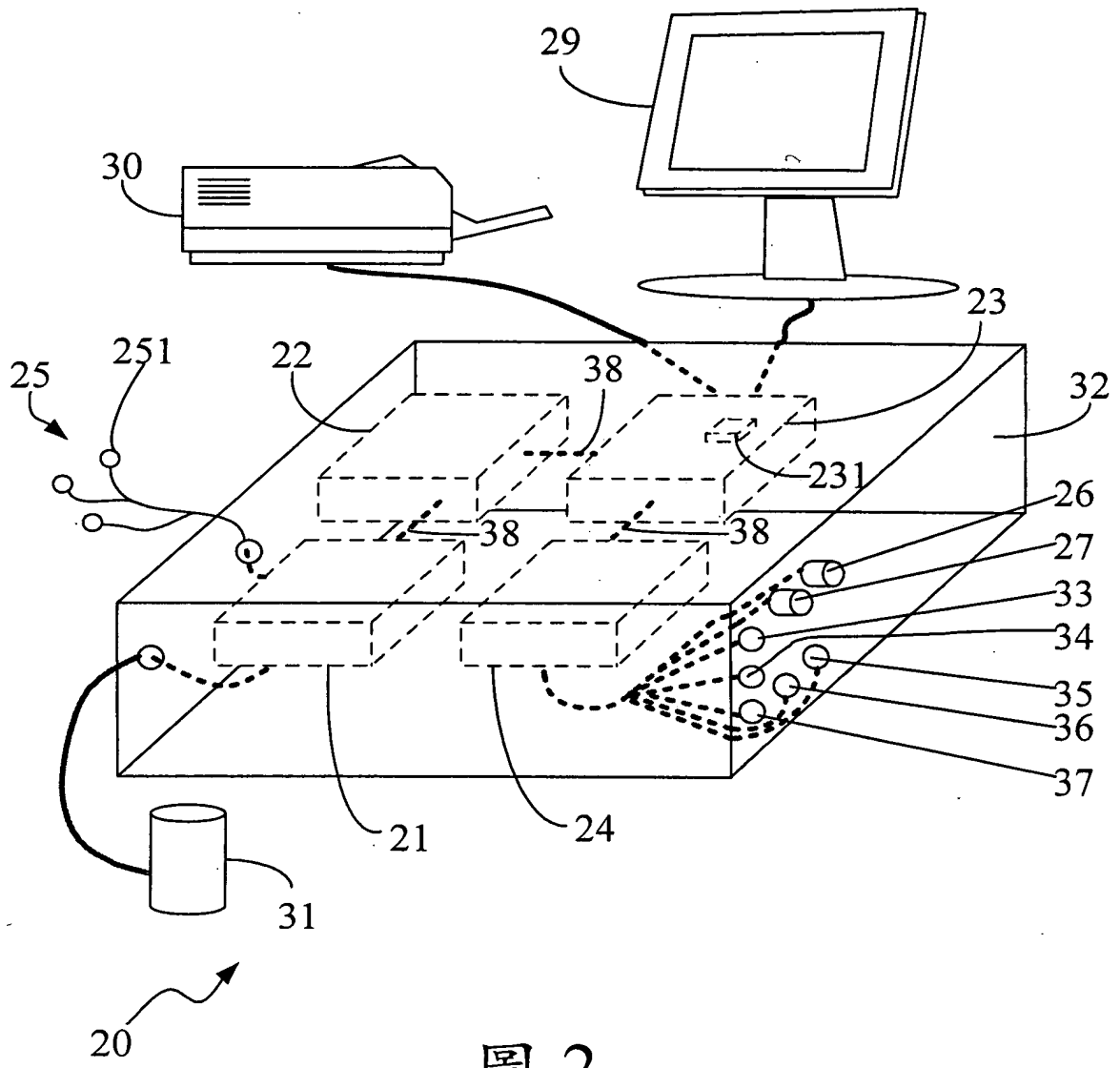


圖 2

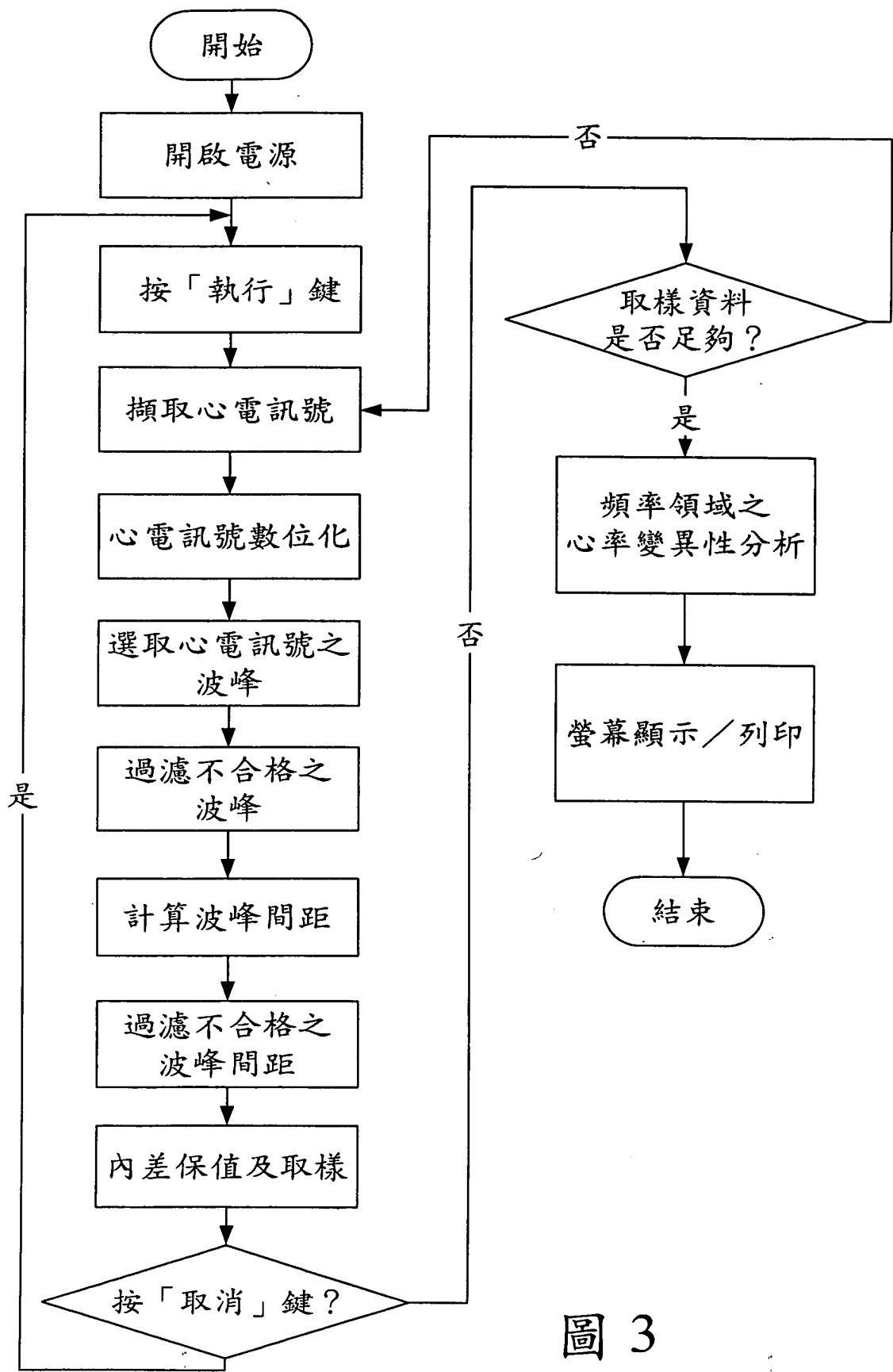


圖 3

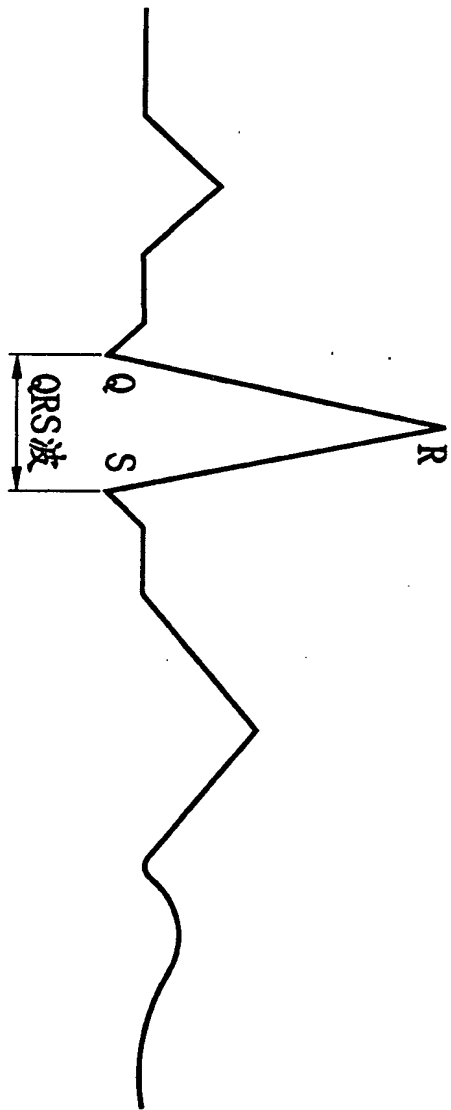


圖 4

